

3/3,AB/1

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI
(c) 2003 Thomson Derwent. All rts. reserv.

011468957

WPI Acc No: 1997-446864 /199741

XRAM Acc No: C97-142391

XRPX Acc No: N97-372456

**Production of internal bone implants - involves stage-wise
plasma-deposition of layers of biologically active coating onto metallic
titanium base**

Patent Assignee: UNIV SARAT TEKH (UYSA-R)

Inventor: KALGANOVA S G; LYASNIKOV V N; VERESHCHAGINA L A

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
RU 2074674	C1	19970310	RU 9430877	A	19940809	199741 B

Priority Applications (No Type Date): RU 9430877 A 19940809

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan Pg	Main IPC	Filing Notes
RU 2074674	C1	3	A61F-002/28	

Abstract (Basic): RU 2074674 C

The method is based on plasma-deposition of biologically active coating onto metallic titanium base. To improve results, the deposition is conducted in stages, with first layer, in form of titanium or titanium hydride, with a dispersion of 3-5 microns, deposited from the distance 70-80 mm, to the thickness 5-10 microns, second layer in form of titanium or titanium hydride, of dispersity 50-100 microns, deposited from the distance 100 mm, to the thickness of 50-115 mm, third layer in form of mechanical mixture of titanium or titanium hydride of dispersity 40-70 microns, with hydroxyl-apatite of dispersity 5-10 microns, at ratio (wt.%): (60-80):(20-40), respectively, deposited from the distance 80 mm, to the thickness 15-20 microns, and fourth layer consisting of hydroxyl-apatite, of dispersity 40-70 microns, deposited from the distance 70 mm, to the thickness 20-30 microns.

USE - In medicine, especially orthopaedic stomatology, as a method of production of internal bone implants on metallic base.

ADVANTAGE - The method produces bone implants with increased mechanical strength.

Dwg.1/1



(19) RU⁽¹¹⁾ 2 074 674⁽¹³⁾ C1
(51) МПК⁶ A 61 F 2/28

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 94030877/14, 09.08.1994

(46) Дата публикации: 10.03.1997

(56) Ссылки: Патент ФРГ N 4005379, кл. А 61 F 2/28, 1991.

(71) Заявитель:
Саратовский государственный технический университет

(72) Изобретатель: Лясников В.Н.,
Калганова С.Г., Верещагина Л.А.

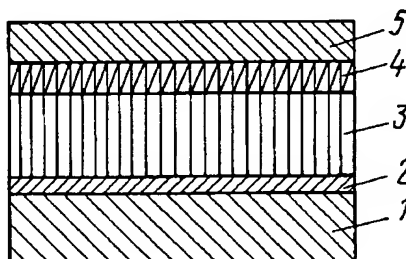
(73) Патентообладатель:
Саратовский государственный технический университет

(54) СПОСОБ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

(57) Реферат:

Использование: в ортопедической стоматологии для изготовления внутрикостных имплантатов. Сущность: способ изготовления внутрикостных имплантатов заключается в том, что на титановую основу имплантата методом плазменного напыления наносят систему покрытий из четырех слоев - двух слоев титана или гидроксида титана различной дисперсности и толщины, третьего слоя из механической смеси титана или гидроксида титана или гидроксилапатита с соотношением соответственно 60 - 80 мас.% и 20 - 40 мас.% и наружного слоя - гидроксилапатита. Для повышения механической прочности имплантата напыление ведут послойно при

различных режимах, обеспечивающих плавный переход от структуры компактного титана к структуре биоактивного слоя. 1 табл., 1 ил.



RU 2 074 674 C1

RU 2 074 674 C1



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 074 674** ⁽¹³⁾ **C1**
(51) Int. Cl.⁶ **A 61 F 2/28**

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 94030877/14, 09.08.1994

(46) Date of publication: 10.03.1997

(71) Applicant:
Saratovskij gosudarstvennyj tekhnicheskij
universitet

(72) Inventor: Ljasnikov V.N.,
Kalganova S.G., Vereshchagina L.A.

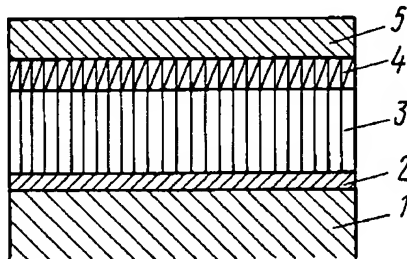
(73) Proprietor:
Saratovskij gosudarstvennyj tekhnicheskij
universitet

(54) **METHOD FOR MANUFACTURING INTRAOSSEOUS IMPLANTS**

(57) Abstract:

FIELD: orthopedic stomatology.
SUBSTANCE: onto titanium-made implant base
four coatings are applied by plasma
sputtering, namely: two layers of titanium
or titanium hydride of different
dispersities and thicknesses, third layer
made of mechanical mixture of titanium or
titanium hydride or hydroxylapatite with
weight ratio of, respectively, 60-80 wt.%
and 20-40 wt. %, and outer layer of
hydroxylapatite. To increase mechanical
strength of implant, sputtering is carried
out layer-wise at different sputtering modes
to provide gradual transition from compact

titanium structure to that of bioactive
layer. EFFECT: improved strength of
implants. 1 dwg, 1 tbl



RU 2 074 674 C1

RU 2 074 674 C1

Изобретение относится к медицине, а именно к ортопедической стоматологии, и может быть использовано для изготовления внутрикостных имплантатов на металлической основе.

Наиболее распространен способ изготовления внутрикостного имплантата, который заключается в следующем. Из компактного титана точением, фрезерованием, электроискровым методом изготавливают цилиндрический, пластинчатый или гофрированный имплантат, затем при необходимости его подвергают термической, электрохимической или дробеструйной обработкам. На подготовленную поверхность методом осаждения, спекания, изостатического прессования, напыления и др. наносят слой биоактивного материала (трикальция фосфат, гидроксилapatит).

Однако существующие способы получения имплантатов с биопокрывом из-за значительного отличия термомеханических и биомеханических свойств титана или гидрида титана, оксида титана и биоматериала не позволяют достичь благоприятного сочетания механической прочности и биологической активности покрытия. Кроме того, невозможно получение биологического слоя с определенной пористой структурой и морфологией поверхности.

Отмеченные недостатки могут быть устранены при использовании многослойной технологии плазменного нанесения биоактивного материала. Метод плазменного напыления является наиболее технологичным, позволяющим формировать покрытие с программируемым комплексом свойств.

Из известных способов получения внутрикостных имплантатов наиболее близким по технологии и достигаемым результатам к изобретению является способ, включающий плазменное напыление переходного оксидного слоя и наружного биоактивного (1).

Недостатком данного способа является то, что переходный оксидный слой имеет более плотную пористую структуру в отличие от биоактивного слоя, в результате чего имплантат обладает невысокой механической прочностью.

Технический результат, на обеспечение которого направлено изобретение, заключается в повышении механической прочности имплантата.

На металлическую титановую основу имплантата плазменным напылением при различных режимах наносят систему покрытий, состоящую из четырех слоев.

Схема послойного формирования покрытий представлена на чертеже.

Поверхность металлического титанового имплантата 1 перед напылением подвергают дробеструйной обработке частицами оксида алюминия. Затем наносят два слоя порошка титана или гидрида титана толщиной в диапазоне 60 125 мкм при токе плазменной дуги 540 560 А. Первый слой 2 из порошка титана или гидрида титана дисперсностью от 3 5 мкм до 10 мкм напыляют непосредственно на металлическую компактную основу имплантата с расстояния 70 80 мм, толщиной 5 10 мкм. Второй слой 3 наносят порошком дисперсностью 50 100 мкм с расстояния 100

мм, толщиной 50 115 мкм. Нанесение двухслойного титанового покрытия обеспечивает плавный переход от структуры компактного титана 1 к слою 3 с пористостью 45 50%. Третий переходный слой 4 состоит из смеси порошка титана или гидрида титана дисперсностью 40 70 мкм и гидроксилapatита дисперсностью 5 10 мкм с соотношением соответственно 60 80 мас. и 20 40 мас. толщина этого слоя равна 15 20 мкм.

Диапазон состава покрытия из смеси титана и гидроксилapatита выбран таким, чтобы обеспечить максимальную прочность сцепления с плазмонапыленным титановым слоем. Варианты составов покрытия и адгезия приведены в таблице. (В таблице приняты обозначения: Т_к компактный, Т_н напыленный, ГА гидроксилapatит.)

Напыление переходного слоя осуществляют при токе плазменной дуги 540 - 560 А и дистанции напыления 80 мм. Для придания биоактивных свойств имплантату последний четвертый слой 5 формируется из гидроксилapatита дисперсностью 40 70 мкм и толщиной 20 30 мкм. Ток плазменной дуги 450 540 А, дистанция напыления 70 мм.

Послойное плазменное напыление покрытий осуществляется в атмосфере в струе защитного газа аргона, при этом расход плазмообразующего газа 20 40 л/мин. Скорость перемещения плазмотрона при напылении 80 700 мм/мин, напряжение дуги 30 В, скорость вращения детали 110 160 об/мин.

Таким образом, отличительная особенность способа заключается в том, что для повышения механической прочности имплантата используется многослойная технология плазменного нанесения биоактивного материала, а именно в отличие от известного способа изготовления имплантата предлагается напыление дополнительных двух промежуточных слоев второго и третьего.

Положительный эффект достигается за счет формирования системы взаимосвязывающих пористых каналов по всей толщине покрытия, что способствует повышению механической прочности имплантата и надежности фиксации в костной ткани.

Формула изобретения:

Способ изготовления внутрикостных имплантатов, заключающийся в нанесении плазменным напылением на металлическую титановую основу имплантата биологически активного покрытия, отличающийся тем, что напыление при различных режимах ведут послойно, при этом первым слоем напыляют титан или гидрид титана дисперсностью 3 5 мкм, дистанцией напыления 70 80 мм и толщиной 5 10 мкм, вторым слоем титан или гидрид титана дисперсностью 50 100 мкм, дистанцией напыления 100 мм, толщиной 50 115 мкм, третьим слоем наносят механическую смесь титана или гидрида титана дисперсностью 40 70 мкм и гидроксилapatита дисперсностью 5 10 мкм с соотношением 60 80 и 20 40 мас. соответственно, дистанцией напыления 80 мм и толщиной слоя 15 20 мкм, четвертым слоем гидроксилapatит дисперсностью 40 70 мкм, дистанцией напыления 70 мм, толщиной слоя 20 30 мкм.

RU 2074674 C1

№ п/п	Состав покрытия (основа-покрытие)	Содержание компо- нентов в покрытии, мас. %	Адгезия, МПа
1	TiK/TiH	100	18
2	TiH/Ti+ГА	90-10	18
3	TiH/Ti+ГА	80-20	20
4	TiH/Ti+ГА	60-40	20
5	TiH/Ti+ГА	50-50	19
6	TiH/Ti+ГА	40-60	19
7	TiH/Ti+ГА	20-80	17
8	TiH/Ti+ГА	10-90	16
9	TiH/Ti+ГА	100	15
10	TiH+ГА/ГА (80-20) мас. % (60-40) мас. %	100	20
11	TiK/ГА	100	11

RU 2074674 C1